

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-290348

(P2003-290348A)

(43) 公開日 平成15年10月14日 (2003. 10. 14)

| (51) Int. Cl. ⁷ | 識別記号 | FI | キーワード (参考) |
|----------------------------|------|---------------|-------------------|
| A 6 1 M 5/145 | | A 6 1 M 5/14 | 4 8 5 D 4 C 0 6 6 |
| A 6 1 B 5/055 | | A 6 1 B 5/05 | 3 9 0 4 C 0 9 6 |
| G 0 1 R 33/28 | | G 0 1 N 24/02 | Y |

審査請求 未請求 請求項の数 6 OL (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2002-183042 (P2002-183042)

(22) 出願日 平成14年6月24日 (2002. 6. 24)

(31) 優先権主張番号 特願2002-21761 (P2002-21761)

(32) 優先日 平成14年1月30日 (2002. 1. 30)

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 391039313

株式会社根本杏林堂

東京都文京区本郷2丁目27番20号

(72) 発明者 根本 茂

東京都文京区本郷2丁目27番20号 株式会社根本杏林堂内

(72) 発明者 小野 世一

東京都文京区本郷2丁目27番20号 株式会社根本杏林堂内

(74) 代理人 100088328

弁理士 金田 暢之 (外2名)

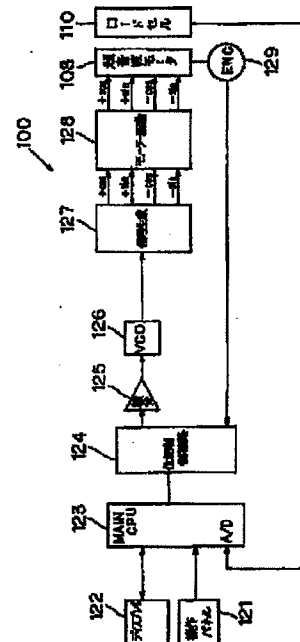
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 MRI 対応注入装置

(57) 【要約】

【課題】 被験者に注入する薬液の圧力を無用に磁場を乱すことなく検出できるMRI 対応注入装置を提供する。

【解決手段】 銅と青銅との合金などで非磁性体のロードセル110を形成し、このロードセル110でシリンジのピストン部をスライドさせる応力を検出し、この応力を被験者に注入される薬液の圧力に換算する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置で撮像される被験者に薬液を少なくとも注入するシリンジのピストン部をスライドさせるMRI対応注入装置であって、
前記シリンジのシリンダ部を保持するシリンジホルダと、
供給される電力に対応して動力を発生する駆動モータと、
保持された前記シリンジのピストン部を前記駆動モータの動力でスライドさせるスライダ機構と、
非磁性体からなり前記スライダ機構が前記ピストン部をスライドさせる応力に対応して電気信号を発生するロードセルと、
前記電気信号から前記被験者に注入される前記薬液の圧力を検出する圧力検出手段と、を有しているMRI対応注入装置。

【請求項2】 前記シリンジホルダで前記シリンジが保持されて前記駆動モータが動作していない初期状態に前記ロードセルの電気信号を取得して保持する初期設定手段も有しており、
前記圧力検出手段は、前記初期設定手段に保持された電気信号と前記ロードセルがリアルタイムに発生する電気信号との差分から前記薬液の圧力を検出する請求項1に記載のMRI対応注入装置。

【請求項3】 前記シリンジホルダは、複数種類の前記シリンジが交換自在に装着され、
前記シリンジホルダで保持された前記シリンジの識別データが入力される種類入力手段も有しており、
前記圧力検出手段は、入力された前記シリンジの識別データに対応して前記電気信号から前記薬液の圧力を検出する請求項1または2に記載のMRI対応注入装置。

【請求項4】 前記シリンジホルダで保持された前記シリンジの種類を検知して前記種類入力手段に識別データを出力する種類検知手段も有している請求項3に記載のMRI対応注入装置。

【請求項5】 前記圧力検出手段で検出された前記圧力に対応して前記駆動モータの電力を制御するフィードバック手段も有している請求項1ないし4の何れか一項に記載のMRI対応注入装置。

【請求項6】 前記圧力検出手段で検出された前記圧力を経時グラフとしてリアルタイムにデータ表示する圧力表示手段も有している請求項1ないし5の何れか一項に記載のMRI対応注入装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、シリンジのピストン部をスライドさせる注入装置に関し、特に、MRI装置で撮像される被験者に薬液を少なくとも注入するMRI対応注入装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 現在、医療現場で利用されているMRI装置は、磁気共鳴効果を利用して被験者の断層画像をリアルタイムに撮像することができる。その場合、作業者が所望のタイミングで被験者に造影剤や生理食塩水などの薬液を注入することがあり、この注入を機械的に実行する注入装置も実用化されている。また、一般病棟やICU (Intensive Care Unit) などで被験者に薬品からなる薬液を微量ずつ継続的に注入することもあり、この注入を自動的に実行する注入装置も実用化されている。

【0003】 このような注入装置を使用する場合、薬液が充填されているシリンジのシリンダ部を延長チューブで被験者に連結し、そのシリンダ部をシリンジホルダで保持する。このように保持されたシリンジのピストン部をモータ駆動するスライダ機構で移動させるので、これで薬液が被験者に注入され、必要により吸引される。

【0004】 ただし、磁気共鳴効果で断層画像を撮像するMRI装置では磁場の影響を無視できないので、MRI対応注入装置は磁場を極力乱さないことが要求される。このため、本発明者は非磁性体で形成した駆動モータを利用することにより、無用に磁場を乱さないMRI対応注入装置を開発した。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 上述の駆動モータを利用したMRI対応注入装置では、磁場を極力乱さずにシリンジの薬液を被験者に注入することができる。しかし、このようなMRI対応注入装置を使用する現場では、注入する薬液の圧力をモニタできることが要望されている。

【0006】 例えば、CT (Computed Tomography) スキャナとともに使用されるCT用注入装置には、シリンジのピストン部を押圧するスライダ機構に圧力センサを実装することにより、ピストン部を押圧する圧力を検出して薬液の圧力を算出するものがある。しかし、このような圧力センサは磁場を乱すので、MRI対応注入装置に適用することは困難である。

【0007】 本発明は上述のような課題に鑑みてなされたものであり、無用に磁場を乱すことなく注入する薬液の圧力を検出できるMRI対応注入装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】 本発明のMRI対応注入装置では、シリンジのピストン部を駆動モータの動力でスライダ機構がスライドさせるとき、その応力をロードセルで検出して被験者に注入される薬液の圧力に換算する。ただし、そのロードセルは、磷青銅合金 (Cu+Sn)、チタン合金 (Ti-6Al-4V)、マグネシウム合金 (Mg+Al+Zn)、などの非磁性体からなるので、無用に磁場を乱さない。

【0009】

【発明の実施の形態】本発明の実施の形態を以下に説明する。本実施の形態のMRI対応注入装置は、シリンジホルダ、駆動モータ、スライダ機構、ロードセル、初期設定手段、圧力検出手段、を有している。

【0010】本形態のMRI対応注入装置では、シリンジホルダは、シリンジのシリンダ部を保持し、スライダ機構は、保持されたシリンジのピストン部を駆動モータの動力によりスライドさせる。ロードセルは、燐青銅合金(Cu+Sn+P)などの非磁性体からなり、歪量に対応して電気抵抗が変化することで、スライダ機構がピストン部をスライドさせる応力に対応して電気信号を発生する。

【0011】初期設定手段は、シリンジホルダでシリンジが保持されて駆動モータが動作していない初期状態にロードセルの電気信号を取得して保持し、圧力検出手段は、初期設定手段に保持された電気信号とロードセルがリアルタイムに発生する電気信号との差分から薬液の圧力を検出する。

【0012】なお、本発明で云う各種手段は、その機能を実現するように形成されていれば良く、例えば、所定の機能を発揮する専用のハードウェア、所定の機能がコンピュータプログラムにより付与されたデータ処理装置、コンピュータプログラムによりデータ処理装置の内部に実現された所定の機能、これらの組み合わせ、等であり得る。

【0013】また、本発明で云う各種手段は、個々に独立した存在である必要もなく、複数の手段が1個の装置として形成されていること、ある手段が他の手段の一部であること、ある手段の一部と他の手段の一部とが重複していること、等も可能である。

【0014】さらに、本発明で云う薬液とは、MRI装置の近傍で被験者に注入される液体を意味しており、例えば、MRI装置用のMR造影剤、生理食塩水、血液、各種の薬品、等が可能である。

【0015】【実施例の構成】本実施例のMRI対応注入装置100は、図2に示すように、ヘッド部101と装置本体102からなり、この装置本体102はスタンド103の上端に装着されている。装置本体102の側部にはアーム104が装着されており、このアーム104の先端にヘッド部101が装着されている。

【0016】このヘッド部101は、同図および図3に示すように、シリンジホルダ106を有しており、このシリンジホルダ106で交換自在なシリンジ200のシリンダ部201を保持する。シリンジホルダ106の後方にはスライダ機構107が形成されており、このスライダ機構107は、シリンジホルダ106に保持されたシリンジ200のピストン部202を把持してスライドさせる。

【0017】ヘッド部101の後部には、駆動モータとして超音波モータ108が内蔵されており、この超音波モータ108のロータ部はネジ機構などによりスライダ

機構107に連結されているので(図示せず)、このスライダ機構107は超音波モータ108の回転によりスライドする。

【0018】さらに、スライダ機構107は、図5に示すように、非磁性体からなるロードセル110を有しており、このロードセル110は、スライダ機構107が超音波モータ108の動力によりピストン部202を押圧する応力に対応した電気信号を発生する。

【0019】より詳細には、ロードセル110はセルハウジング111の凹部にスライド自在に装着されており、このセルハウジング111はセルケーシング112の凹部にスライド自在に装着されており、このセルケーシング112の凹部の底面にロードセル110が当接している。

【0020】セルハウジング111は、超音波モータ108の動力によりスライドするロッド113の先端に装着されており、セルハウジング111がシリンジ200のピストン部202を把持するので、スライダ機構107が超音波モータ108の動力によりピストン部202を押圧する応力はロードセル110に作用する。このロードセル110は、燐青銅合金(Cu+Sn+P)からなり、歪量に対応して電気抵抗が変化するので、その電気抵抗が電気信号として取得される。

【0021】本実施例のMRI対応注入装置100では、図2に示すように、装置本体102に操作パネル121と液晶ディスプレイ122とが搭載されており、図1に示すように、これらがロードセル110とともにメインCPU(Central Processing Unit)123に接続されている。

【0022】このメインCPU123には、位相制御回路124、積分回路125、信号生成手段であるVCO(Voltage Controlled Oscillator)126、信号生成回路127、モータ駆動回路128、が順番に接続されており、このモータ駆動回路128が超音波モータ108に接続されている。

【0023】この超音波モータ108のロータ部にはロータリエンコーダ129が装着されており、このロータリエンコーダ129は位相制御回路124にフィードバック接続されている。ロータリエンコーダ129は、超音波モータ108の回転速度に対応した周波数の検出信号を出力することにより、超音波モータ108の回転速度を検出する。

【0024】位相制御回路124は、内蔵レジスタ(図示せず)により超音波モータ108の希望の回転速度をデータ記憶しており、ロータリエンコーダ129で検出される超音波モータ108の実際の回転速度を希望の回転速度に一致させる駆動電圧を発生する。

【0025】積分回路125は、駆動電圧を積分し、VCO126は、積分された駆動電圧に対応する周波数の駆動信号に変換する。信号生成回路127は、図6(a)

に示すように、駆動信号を4相のDC(Direct Current)パルスに変換し、モータ駆動回路128は、同図(b)に示すように、DCパルスからなる駆動信号をAC(Alternating Current)電圧に変換する。

【0026】メインCPU123は、プロセッサ部やレジスタ部が一体化されたワンチップマイコンからなり、ファームウェアなどで実装されているコンピュータプログラムに対応して所定のデータ処理を実行する。メインCPU123は、操作パネル121から希望の注入速度がデータ入力されると、その注入速度を超音波モータ108の希望の回転速度に換算して位相制御回路124にデータ登録する。

【0027】また、シリンジホルダ106には複数種類のシリンジ200が交換自在に装着されるので、そのシリンジホルダ106に装着されたシリンジ200の識別データが種類入力手段となる操作パネル121に入力されると、これをメインCPU123はデータ記憶する。

【0028】そして、このメインCPU123は、上述のようにシリンジホルダ106でシリンジ200が保持されて超音波モータ108が動作していない初期状態に、初期設定手段としてロードセル110の電気抵抗を取得して保持する。さらに、メインCPU123は、操作パネル121の入力操作に対応して超音波モータ108を作動させると、ロードセル110の電気抵抗をリアルタイムに取得し、その電気抵抗と初期状態に保持した電気抵抗との差分から、圧力検出手段として薬液であるMR造影剤の圧力を検出する。

【0029】このとき、ロードセル110に作用する応力が同一でもシリンジ200の種別によりMR造影剤の圧力は異なるので、メインCPU123は、MR造影剤の圧力をシリンジ200の識別データに対応して検出する。さらに、メインCPU123は、上述のようにMR造影剤の圧力を検出するとき、圧力表示手段として圧力の経時グラフをリアルタイムにデータ生成して液晶ディスプレイ122にデータ表示させる。

【0030】なお、本実施例のMRI対応注入装置100は、図5に示すように、MRI装置300の撮像ユニット301の近傍で使用され、必要によりMRI装置300の制御ユニット302に接続される。この制御ユニット302はコンピュータシステムからなり、撮像ユニット301を動作制御するとともに断層画像を表示する。

【0031】[実施例の動作] 上述のような構成において、本実施例のMRI対応注入装置100を使用する場合、作業者はMRI装置300の撮像ユニット301に位置する被験者に延長チューブでシリンジ200を連結し(図示せず)、図3に示すように、そのシリンジ200のシリンジ部201をヘッド部101のシリンジホルダ106に保持させるとともにピストン部202をスライダ機構107に把持させる。

【0032】このような状態で装置本体102の操作パネル121にシリンジ200の識別データと希望の注入速度とを入力すると(ステップS1、S2)、メインCPU123は、識別データを記憶し(ステップS13)、注入速度を回転速度に換算して位相制御回路124にデータ登録する(ステップS14、S15)。

【0033】このような状態で注入開始を入力すると(ステップS3)、メインCPU123は、超音波モータ108を動作させることなくロードセル110の電気抵抗を取得して保持し(ステップS4、S5)、これが完了してから位相制御回路124に超音波モータ108を駆動させる(ステップS6)。

【0034】すると、位相制御回路124はデータ登録された回転速度に対応して駆動電圧を発生し、この駆動電圧をVCO126が対応する周波数の駆動信号に変換する。この駆動信号で超音波モータ108が駆動されるので、これでスライダ機構107がシリンジ200のピストン部202をスライドさせる。

【0035】このとき、超音波モータ108の実際の回転速度をロータリエンコーダ129が検出し、この実際の回転速度が希望の回転速度に一致するように位相制御回路124が駆動電圧を発生するので、本実施例のMRI対応注入装置100は、設定された希望の速度でシリンジ200のMR造影剤を被験者に注入する。

【0036】同時に、メインCPU123は、ロードセル110の電気抵抗をリアルタイムに取得し(ステップS7)、その電気抵抗と初期状態に保持した電気抵抗との差分から、シリンジ200の識別データに対応してMR造影剤の圧力を検出する(ステップS8)。

【0037】さらに、この圧力からメインCPU123は経時グラフをリアルタイムにデータ生成し、この経時グラフを液晶ディスプレイ122にデータ表示させる(ステップS10)。そして、本形態のMRI対応注入装置100は、スライダ機構107のストロークなどからMR造影剤の注入完了を検出すると(ステップS11)、超音波モータ108の駆動を停止させて初期状態に復帰する(ステップS12)。

【0038】なお、MR造影剤の検出圧力が所定の上限圧力に到達すると(ステップS9)、メインCPU123は超音波モータ108の駆動を強制停止させ(ステップS16)、液晶ディスプレイ122に“異常圧力が発生しました、シリンジなどを確認して下さい”等のエラーガイダンスを表示する(ステップS17)。

【0039】また、本実施例のMRI対応注入装置100では、シリンジ200の識別データやMR造影剤の注入速度が入力されることなく注入開始が入力されると、前回の登録データで上述の動作を実行し、前回の登録データが存在しない場合には、デフォルト設定の登録データで上述の動作を実行する。

【0040】[実施例の効果] 本実施例のMRI対応注

10

20

30

40

50

入装置100では、上述のように超音波モータ108の回転速度をフィードバック制御するので、シリンジ200のMR造影剤を被験者に所定速度で注入することができ、その注入速度を所望により自在に設定することができる。

【0041】しかも、シリンジ200のピストン部202を押圧する応力を非磁性体からなるロードセル110で検出し、その応力から注入するMR造影剤の圧力を検出するので、シリンジ200の内部に圧力センサを配置することなく、無用に磁場を乱すことなく、MR造影剤の圧力を検出することができる。

【0042】特に、シリンジ200の識別データに対応してMR造影剤の圧力を検出するので、各種のシリンジ200が交換自在でありながらMR造影剤の圧力を的確に検出することができる。しかも、超音波モータ108を作動させない初期状態にロードセル110の電気抵抗を取得し、超音波モータ108を作動させているときのロードセル110の電気抵抗との差分からMR造影剤の圧力を検出するので、MR造影剤の圧力を正確に検出することができる。

【0043】さらに、検出したMR造影剤の圧力を経時グラフとしてリアルタイムにデータ表示するので、例えば、MR造影剤の漏出を圧力低下により発見することができる。また、MR造影剤の検出圧力が所定の上限圧力に到達すると超音波モータ108を強制停止させるので、異常圧力によるシリンジ200の破損なども防止することができる。

【0044】【実施例の変形例】本発明は本実施例に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で各種の変形を許容する。例えば、本実施例では作業者が操作パネル121の手動操作でシリンジ200の識別データを入力することを例示したが、例えば、シリンジホルダ106が装着されるシリンジ200の種別を検出して識別データを発生することも可能である。

【0045】さらに、本実施例では操作パネル121から入力される希望の注入速度をメインCPU123が希望の回転速度に変換して位相制御回路124にデータ登録し、この位相制御回路124がデータ登録された希望の回転速度に超音波モータ108の実際の回転速度を一致させることを例示した。しかし、操作パネル121から入力される希望の注入圧力をメインCPU123がデータ保持し、ロードセル110により検出される圧力を希望の圧力に一致させる駆動電圧を位相制御回路124に生成させることも可能である。

【0046】また、本実施例ではロードセル110によりスライダ機構107がシリンジ200のピストン部202を押圧する応力のみ検出してMR造影剤の注入圧力に換算することを例示したが、例えば、ロードセル110でスライダ機構107がピストン部202を引き出す応力を検出してMR造影剤の吸引圧力に換算することも

可能である。

【0047】さらに、本実施例ではMRI対応注入装置100が被験者に1個のシリンジ200から薬液としてMR造影剤を注入することを例示したが、例えば、薬液として生理食塩水を注入することも可能であり、2個のシリンジ200からMR造影剤と生理食塩水とを適宜注入することも可能である。

【0048】なお、本実施例のMRI対応注入装置100は、前述のようにMRI装置300の近傍で使用されるので、各部を非磁性体で形成することが好適である。例えば、超音波モータ108やスライダ機構107は、ステンレス鋼や快削黄銅などの非磁性体で形成することが好適であり、ヘッド部101のハウジングなどは、樹脂やアルミニウムなどの非磁性体で形成することや、チタンや軟鉄などの防磁素材で形成することが好適である。

【0049】また、本実施例ではMRI装置300で撮像される被験者にMR造影剤を注入する、MR造影剤注入装置と呼称されるMRI対応注入装置100を例示したが、例えば、図8および図9に示すように、治療中の被験者に薬品からなる薬液を微量ずつ継続的に注入する、薬液ポンプやシリンジポンプと呼称されるMRI対応注入装置500なども実施可能である。

【0050】このMRI対応注入装置500では、スライダ機構107がギヤ列501とスクリュシャフト502とスライダ503で形成されており、このスライダ503の初期位置と最終位置とを各々検出するリミットセンサ504、505がメインCPU123に接続されている。

【0051】このようなMRI対応注入装置500は、MRI装置300による撮像とは関係なく、一般病棟やICUなどで被験者に薬液を微量ずつ継続的に注入することに使用される。ただし、このMRI対応注入装置500で薬液を注入中の被験者をMRI装置300で撮像することがあり、このような場合でも上述のMRI対応注入装置500はMRI装置300の磁場に影響することはない。

【0052】

【発明の効果】本発明のMRI対応注入装置では、シリンジのピストン部をスライドさせる応力を非磁性体からなるロードセルで検出し、これを被験者に注入される薬液の圧力に換算するので、無用に磁場を乱すことなく薬液の圧力を検出することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例のMRI対応注入装置の回路構造を示すブロック図である。

【図2】MRI対応注入装置の外観を示す斜視図である。

【図3】シリンジをヘッド部に装着する状態を示す斜視図である。

10

20

30

40

50

【図4】スライダ機構のロードセルの部分の構造を示す部分断面図である。

【図5】MRI装置の外観を示す斜視図である。

【図8】駆動モータである超音波モータの駆動信号を示す特性図である。

【図7】メインCPUの処理動作を示すフローチャートである。

【図8】一変形例のMRI対応注入装置の内部構造を示す模式的なブロック図である。

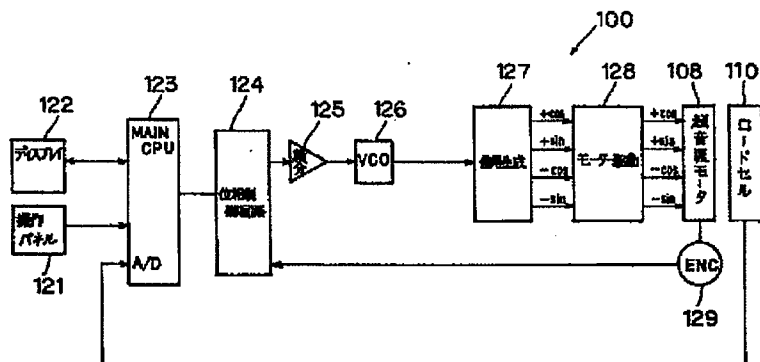
【図9】MRI対応注入装置の外観を示す斜視図である。

【符号の説明】

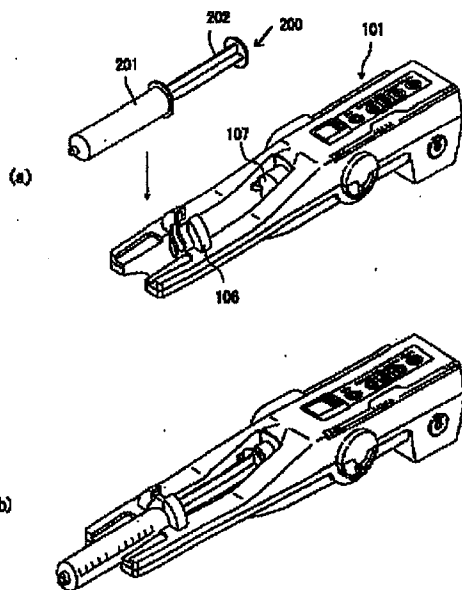
*

| | |
|------------|--------------------|
| * 100, 500 | MRI対応注入装置 |
| 108 | シリンジホルダ |
| 107 | スライダ機構 |
| 108 | 駆動モータである超音波モータ |
| 110 | ロードセル |
| 121 | 種類入力手段として機能する操作パネル |
| 123 | 各種手段として機能するメインCPU |
| 200 | シリンジ |
| 201 | シリンドラ部 |
| 202 | ピストン部 |
| 300 | MRI装置 |

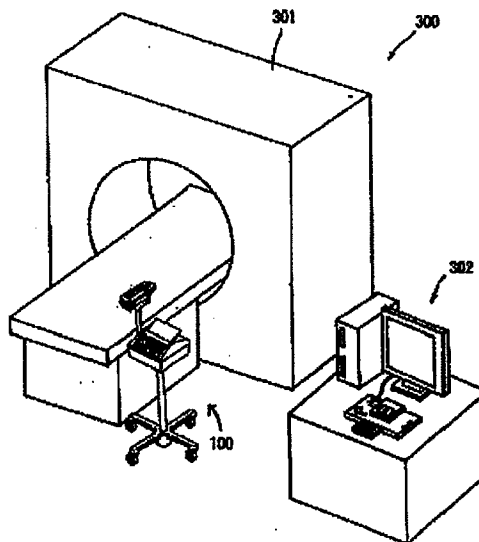
【図1】



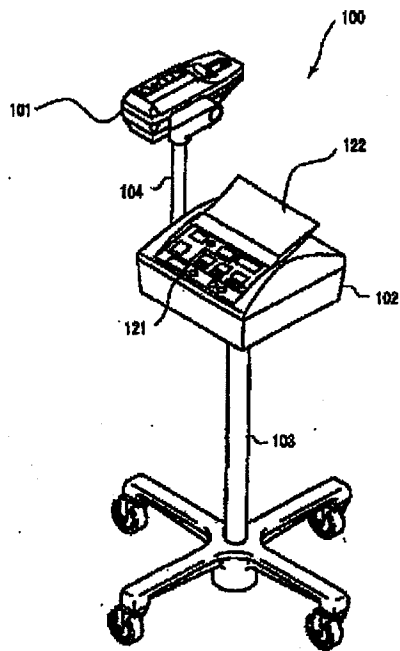
【図3】



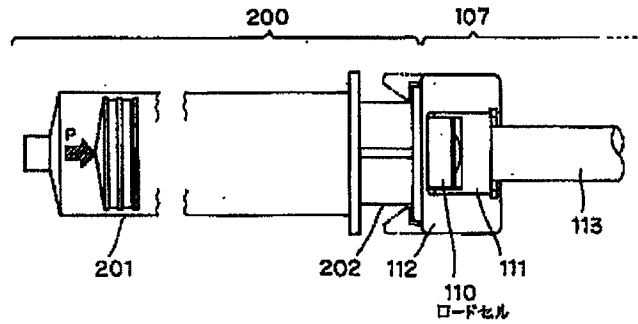
【図5】



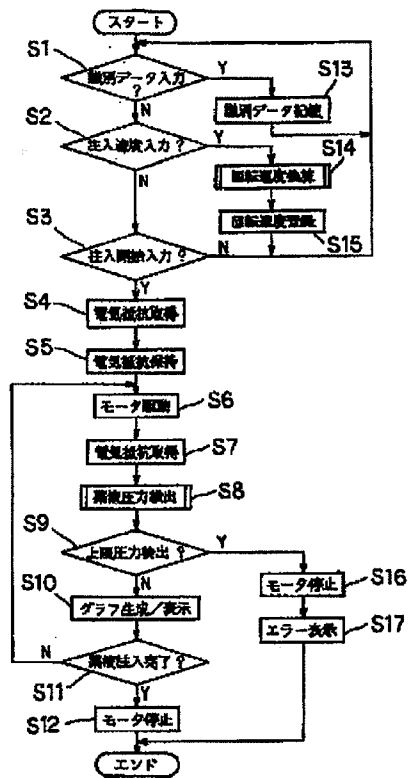
【図2】



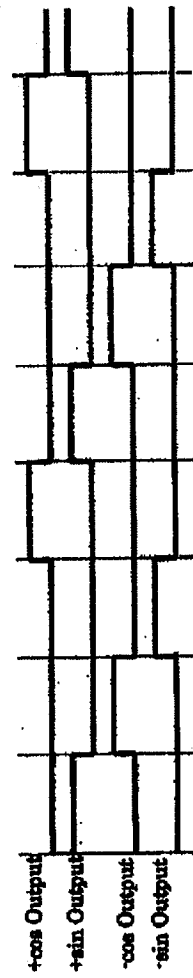
【図4】



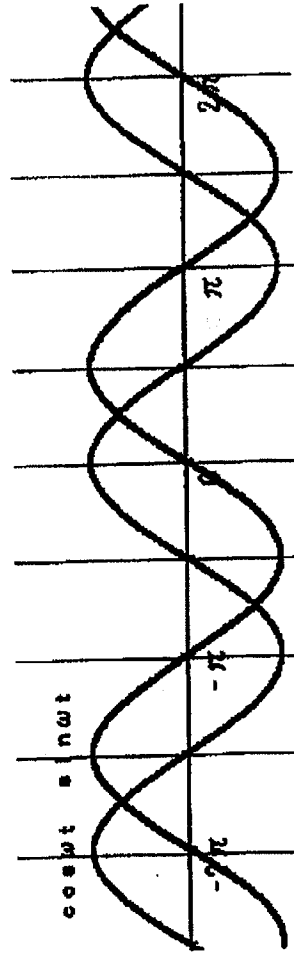
【図7】



【図6】

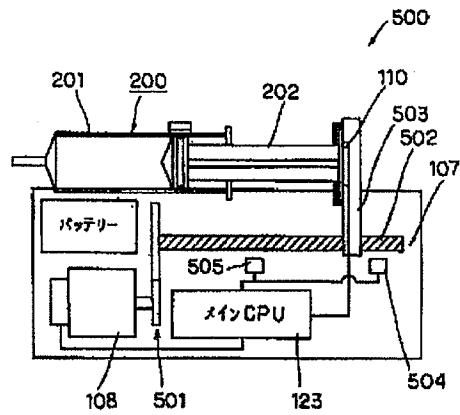


(a) モータ制御信号
Motor control signal
(DC)

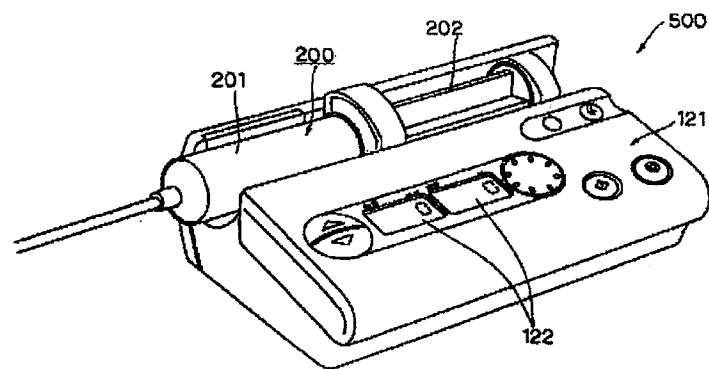


(b) モータ制御信号
Motor control signal
(AC)

【図8】



【図9】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C066 BB01 CC01 DD12 FF05 HH30
 QQ11 QQ82
 4C096 AA11 AB31 AB50 AD19 FC14